

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-258039

(43)Date of publication of application : **29.09.1998**

(51)Int.Cl. A61B 5/0245

A63B 24/00

(21)Application number : 09-063486 (71)Applicant : SEIKO EPSON CORP
SEIKO INSTR INC

(22)Date of filing : 17.03.1997 (72)Inventor : KOSUDA TSUKASA
NAKAMURA CHIAKI

(54) PULSIMETER

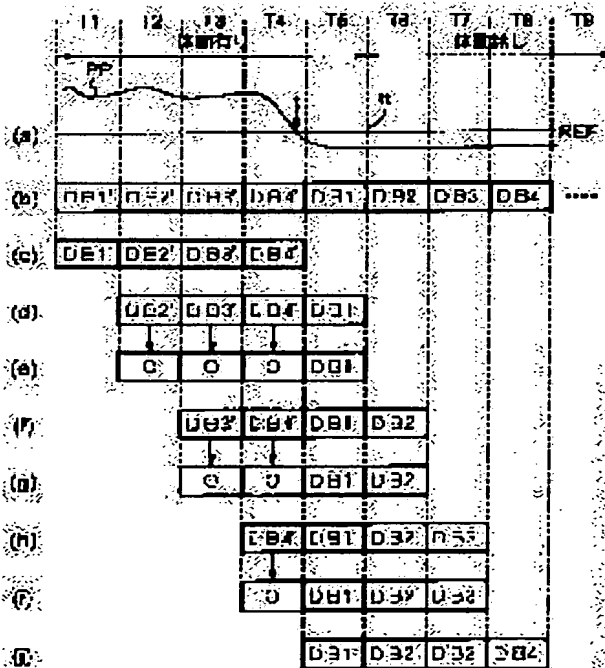
(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve the responding property of a pulse rate display by a method wherein when the state of an organism is switched, regarding a pulse wave data which is detected during a period with a body movement, the data is substituted for a data which does not affect the result of a frequency analysis, and the pulse rate is specified

substantially based on the pulse wave data which is detected during a period without a body movement.

SOLUTION: In a period T6, right before four data blocks become DB2',

DB3', DB4' and DB1. In this case, a body movement component is superposed on the data blocks DB2'–DB4', and the body movement component is not superposed on the data block DB1 (d). For this reason, in



the period T6, a buffer control signal controls the buffer in such a manner that a 0 data is substituted for the data blocks DB2'-DB4' and output, and following to the output, the data block DB1 is output (e). In this case, the 0 data is the central value of the pulse wave data. Therefore, the data blocks DB2'-DB4' for which the body movement is superposed, can be replaced with the data which does not affect the analysis of the frequency component.

LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 19.09.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3564255

[Date of registration] 11.06.2004

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平 10 - 258039

(43) 公開日 平成10年(1998)9月29日

(51) Int. Cl. ⁶

識別記号

A 61 B 5/0245

A 63 B 24/00

F I

A 61 B 5/02 3 2 2

A 63 B 24/00

A 61 B 5/02 3 2 0 P

審査請求 未請求 請求項の数 3

OL

(全10頁)

(21) 出願番号 特願平9-63486

(22) 出願日 平成9年(1997)3月17日

(71) 出願人 000002369

セイコーエプソン株式会社

東京都新宿区西新宿2丁目4番1号

(71) 出願人 000002325

セイコーインスツルメンツ株式会社

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地

(72) 発明者 小須田 司

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコー
エプソン株式会社内

(72) 発明者 中村 千秋

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 セイ
コー電子工業株式会社内

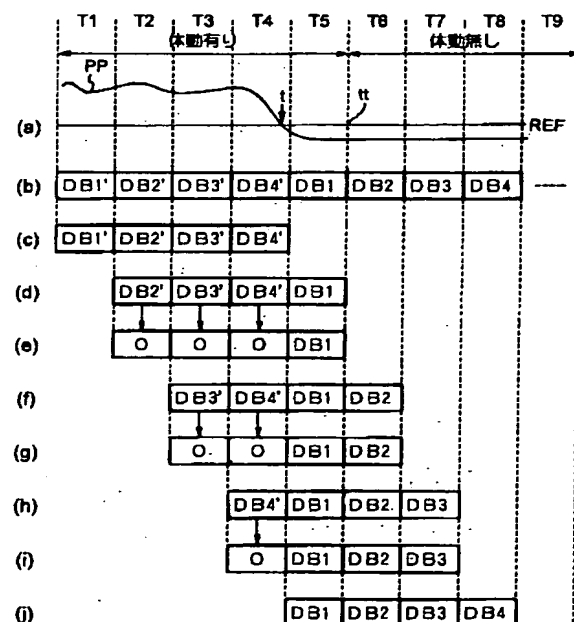
(74) 代理人 弁理士 川▲崎▼ 研二 (外1名)

(54) 【発明の名称】 脈拍計

(57) 【要約】

【課題】 脈拍計の応答性を改善する。

【解決手段】 期間T6において、直前の4データブロックはDB2'、DB3'、DB4'およびDB1になる。ここで、データブロックDB2'~DB4'には体動成分が重畳しており、データブロックDB1には体動成分が重畳していない(d)。このため、期間T6において、バッファ制御信号は、データブロックDB2'~DB4'を0データに置換して出力し、これに続いてデータブロックDB1を出力するようにバッファを制御する(e)。ここで、0データは脈波データの中心値である。したがって、体動成分が重畳したデータブロックDB2'~DB4'を周波数成分の解析に影響を与えないデータに置換することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 一定のサンプル数に対応するデータブロック毎に脈拍を計測する脈拍計において、
生体の体動を検出して体動データを出力する体動検出手段と、

前記体動データに基づいて体動の有無を前記データブロック毎に判定する判定手段と、

前記生体の脈動を検出して脈波データを出力する脈波検出手段と、

前記脈波データを記憶するとともに、前記判定手段の判定結果が体動有りから体動無しに切り替わった後の所定期間においては、体動有りとして判定された期間中に記憶した前記脈波データを周波数解析に影響を与えないデータに置換して出力し、前記所定期間以外の期間においては記憶した前記脈波データを出力する置換手段と、

前記置換手段の出力データに対して複数の前記データブロック単位で周波数解析を施し、次の周波数解析を 1 データブロックずらした前記置換手段の出力データに対して施すことにより、前記データブロック毎に解析結果を得る第 1 の演算手段と、

前記体動データに対して複数の前記データブロック単位で周波数解析を施し、次の周波数解析を 1 データブロックずらした前記体動データに対して施すことにより、前記データブロック毎に解析結果を得る第 2 の演算手段と、

前記判定手段によって体動有りとして判定された場合には、前記第 1 の演算手段の周波数解析に基づいて脈拍に対応する周波数を抽出し、前記判定手段によって体動無しとして判定された場合には、前記第 1 の演算手段と前記第 2 の演算手段の周波数解析結果に基づいて、脈拍に対応する周波数を抽出する脈波成分抽出手段と、
前記脈波成分抽出手段によって抽出された前記脈波の周波数から脈拍数を算出する脈拍数算出手段と前記脈拍数を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする脈拍計。

【請求項 2】 前記第 2 の演算手段の周波数解析結果から、前記生体の体動のピッチを算出するピッチ算出手段と、

前記判定手段によって体動有りとして判定された場合には前記ピッチを表示するように前記表示手段を制御し、前記判定手段によって体動無しとして判定された場合には、前記ピッチを表示しないように前記表示手段を制御する表示制御手段とを備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の脈拍計。

【請求項 3】 前記第 1 の演算手段および前記第 2 の演算手段で行う周波数解析処理は高速フーリエ変換処理であり、前記データブロックのサンプル数は、高速フーリエ変換演算対象データに対して、 $1/4$ もしくは $1/2$ であることを特徴とする請求項 1 に記載の脈拍計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、利用者の運動量の管理や健康管理などを行うための脈拍計に関するものである。特に、安静時および運動時のいずれの状態においても、高い精度をもって脈拍数を計測するための信号処理技術に関するものである。

【0002】

【従来の技術】マラソン中やジョギング中でも脈拍数を計測できれば、利用者の運動量の管理や健康管理（危険防止）を行うことができることから、腕などに装着したまま脈拍数の計測を行うことができる携帯用の脈拍計が案出されている。かかる携帯用の脈拍計では、光学センサなどを用いて脈波信号を計測し、この脈波信号から脈拍に相当する信号を抽出して脈拍数を求めている。但し、ジョギング中に計測した脈波信号には、その体動に起因する信号成分も含まれている。このため、脈波成分から体動成分を除去する必要がある。

【0003】体動成分の除去に関しては、以下の技術が開発されている。まず、特開平 7 - 2 2 7 3 8 3 号公報に開示されている脈拍計にあっては、体動センサによって検出された体動信号に基づいて体動の有無を判定する。体動が無いと判定された場合には、脈波センサによって検出された脈波信号を矩形波に波形整形しこの矩形波に基づいて脈拍数を算出する。一方、体動が有りとして判定された場合には、脈波信号に F F T 処理を施した解析結果から体動信号に F F T 処理を施した解析結果を減算して体動周波数成分が除去された脈波周波数成分を求め、この演算結果に基づいて脈拍数を算出する。この脈拍計にあっては、体動が無い場合には、F F T 処理を行う必要がないので消費電力を低減することができる。

【0004】また、特願平 8 - 2 4 5 1 0 号に記載されている脈拍計にあっては、体動センサによって検出された体動信号に基づいて体動の有無を判定する。体動が無いと判定された場合には、脈波センサによって検出された脈波信号に F F T 処理を施して周波数解析を行いこの解析結果に基づいて脈拍数を算出する。一方、体動があると判定された場合には、脈波信号に F F T 処理を施した解析結果から体動信号に F F T 処理を施した解析結果を減算して体動周波数成分が除去された脈波周波数成分を求め、この演算結果に基づいて脈拍数を算出する。この脈拍計にあっては、脈波信号を矩形波に波形整形を行う回路を省略できるので、構成を簡易することができる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】ところで、上述した従来の脈拍計においては、F F T (Fast Fourier Transform: 高速フーリエ変換) 処理を行っているが、F F T 処理した結果得られる最も低い周波数は、分析時間の逆数で決定される。すなわち、F F T 処理は、一定のサンプル数を分析単位として行われる。

【0006】しかしながら、分析単位の途中で体動有りから体動無しに切り替わった場合、体動が無くなった後半の期間においては、本来、脈波信号の周波数解析結果に基づいて脈拍数の算出を行うべきであるにもかかわらず、脈波の解析結果から体動の解析結果を減算した脈波周波数成分に基づいて脈拍数の算出が行われる。この場合には、正確な脈拍数の検出が、行われない場合があった。このように従来の脈拍計にあっては、利用者が運動をやめた場合であっても、すぐには脈拍数の算出方法を切り替えることができず、応答性に問題があった。

【0007】また、体動センサにノイズが重畳すると、本来、体動が無いにも拘わらず脈波成分から体動成分が差し引かれ、正確な脈波を検出することができない。このような異常状態から通常状態に戻った場合には、すぐに正確な脈波を検出することが望ましい。しかし、上述したように脈拍数の算出方法の切り替えには時間がかかるので、通常状態に復帰した後にも、不正確な脈拍数を検出してしまおうといった問題があった。

【0008】本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであり、応答性を改善した脈拍計を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、請求項1に記載の発明にあっては、一定のサンプル数に対応するデータブロック毎に脈拍を計測する脈拍計において、生体の体動を検出して体動データを出力する体動検出手段と、前記体動データに基づいて体動の有無を前記データブロック毎に判定する判定手段と、前記生体の脈動を検出して脈波データを出力する脈波検出手段と、前記脈波データを記憶するとともに、前記判定手段の判定結果が体動有りから体動無しに切り替わった後の所定期間においては、体動有りと判定された期間中に記憶した前記脈波データを周波数解析に影響を与えないデータに置換して出力し、前記所定期間以外の期間においては記憶した前記脈波データを出力する置換手段と、前記置換手段の出力データに対して複数の前記データブロック単位で周波数解析を施し、次の周波数解析を1データブロックずらした前記置換手段の出力データに対して施すことにより、前記データブロック毎に解析結果を得る第1の演算手段と、前記体動データに対して複数の前記データブロック単位で周波数解析を施し、次の周波数解析を1データブロックずらした前記体動データに対して施すことにより、前記データブロック毎に解析結果を得る第2の演算手段と、前記判定手段によって体動有りと判定された場合には、前記第1の演算手段の周波数解析に基づいて脈拍に対応する周波数を抽出し、前記判定手段によって体動無しと判定された場合には、前記第1の演算手段と前記第2の演算手段の周波数解析結果に基づいて、脈拍に対応する周波数を抽出する脈波成分抽出手段と、前記脈波成分抽出手段によって抽出された前記

脈拍の周波数から脈拍数を算出する脈拍数算出手段と、前記脈拍数を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。

【0010】また、請求項2に記載の発明にあっては、前記第2の演算手段の周波数解析結果から、前記生体の体動のピッチを算出するピッチ算出手段と、前記判定手段によって体動有りと判定された場合には前記ピッチを表示するように前記表示手段を制御し、前記判定手段によって体動無しと判定された場合には、前記ピッチをに表示しないように前記表示手段を制御する表示制御手段とを備えたことを特徴とする。

【0011】また、請求項3に記載の発明にあっては、前記第1の演算手段および前記第2の演算手段で行う周波数解析処理は高速フーリエ変換処理であり、前記データブロックのサンプル数は、高速フーリエ変換演算対象データに対して、 $1/4$ もしくは $1/2$ であることを特徴とする。

【0012】

【発明の実施の形態】

20 A. 脈拍計の機能構成

図1は、本発明に係わる脈拍計の代表的な構成例を示す機能ブロック図である。図において、脈拍計fは、一定のサンプル数に対応するデータブロック毎に脈拍を計測するようになっている。f1は体動検出手段であって、生体の体動を検出して体動データを出力する。体動検出手段f1は、例えば加速度センサによって構成される。また、f2は判定手段であって、体動検出手段f1によって検出される体動データに基づいて体動の有無をデータブロック毎に判定する。

30 【0013】次に、f3は脈波検出手段であって、生体の脈動を検出して脈波データを出力する。脈波検出手段f3としては各種のものがあるが、例えば、光電式脈波センサが好適である。また、f4は置換手段であって、脈波データを記憶するとともに、判定手段f2の判定結果が体動有りから体動無しに切り替わった後の所定期間においては、体動有りと判定された期間中に記憶した脈波データを周波数解析に影響を与えないデータに置換して出力し、所定期間以外の期間においては記憶した脈波データを出力する。また、f5は第1の演算手段であって、置換手段f4の出力データに対して複数のデータブロック単位で周波数解析を施し、次の周波数解析を1データブロックずらした置換手段f4の出力データに対して施すことにより、データブロック毎に解析結果を得る。これにより、第1の演算手段f2は、体動有りから体動無しに切り替わった後の所定期間において、実質的に体動無しに対応する脈波データに基づいて周波数解析を行うことができる。

40 【0014】次に、f6は第2の演算手段であって、体動データに対して複数の前記データブロック単位で周波数解析を施し、次の周波数解析を1データブロックずら

した前記体動データに対して施すことにより、前記データブロック毎に解析結果を得る。また、f 7は脈波成分抽出手段であって、判定手段f 2によって体動有りと判定された場合には、第1の演算手段f 5の周波数解析に基づいて脈拍に対応する周波数を抽出し、判定手段f 2によって体動無しと判定された場合には、第1の演算手段f 5と第2の演算手段f 7の周波数解析結果に基づいて、脈拍に対応する周波数を抽出する。また、f 8は脈拍数検出手段であって、脈波成分抽出手段f 7によって抽出された前記脈拍の周波数から脈拍数を算出する。

【0015】次に、f 9は表示手段であって、脈拍数検出手段f 8によって検出された脈拍数を表示する。また、f 10はビッチ算出手段であって、第2の演算手段f 6の周波数解析結果から、前記生体の体動のビッチを算出する。これにより、ランニング時のビッチを求めることができる。また、f 11は表示制御手段であって、判定手段f 2によって体動有りと判定された場合にはビッチを表示するように表示手段f 9を制御し、判定手段f 2によって体動無しと判定された場合には、ビッチを表示しないように表示手段f 9を制御する。

【0016】B. 実施形態の構成

1. 脈拍計の機械的構成

図2は、本実施形態に係わる脈拍計の機械的構成を示す説明図である。図2において、本例の脈拍計1（携帯用脈波計測装置）は、腕時計構造を有する装置本体10と、この装置本体10に接続されるケーブル20と、このケーブル20の先端側に設けられた脈波検出用センサユニット30（脈波信号検出用センサ）とから大略構成されている。ケーブル20の先端側にはコネクタピース80が構成されており、このコネクタピース80は、装置本体10の6時の側に構成されているコネクタ部70に対して着脱自在である。装置本体10には、腕時計における12時方向から腕に巻きついてその6時方向で固定されるリストバンド12が設けられ、このリストバンド12によって、装置本体10は、腕に着脱自在である。脈波検出用センサユニット30は、センサ固定用バンド40によって遮光されながら人差し指の根本に装着される。このように、脈波検出用センサユニット30を指の根本に装着すると、ケーブル20が短くて済むので、ケーブル20は、ランニング中に邪魔にならない。また、掌から指先までの体温の分布を計測すると、寒いときには、指先の温度が著しく低下するのに対し、指の根本の温度は比較的低下しない。従って、指の根本に脈波検出用センサユニット30を装着すれば、寒い日に屋外でランニングしたときでも、脈拍数などを正確に計測できる。

【0017】また、装置本体10は、樹脂製の時計ケース11（本体ケース）を備えており、この時計ケース11の表面側には、現在時刻や日付に加えて、走行時や歩行時のビッチ、および脈拍数などの脈波情報などを表示

するELバックライト付きの液晶表示装置13が構成されている。液晶表示装置13には、セグメント表示領域の他、ドット表示領域が構成されており、ドット表示領域では、各種の情報をグラフィック表示可能である。

【0018】時計ケース11の内部には、加速度センサ91を利用して、体の動きを体動信号TSとして検出する体動検出用センサ装置90が内蔵されている。また、時計ケース11の内部には、脈波検出用センサユニット30が計測した脈波信号MSに基づいて脈拍数の変化などを求めるとともに、それを液晶表示装置13に表示するために、各種の制御やデータ処理を行うマイクロコンピュータなどからなる制御部が構成されている。制御部には計時回路も構成されており、通常時刻、ラップタイム、スプリットタイムなども液晶表示装置13に表示できるようになっている。また、時計ケース11の外周部には、時刻合わせや表示モードの切換などの外部操作を行うためのボタンスイッチ111～115が構成されている。

【0019】次に、脈波検出用センサユニット30は、LED、フォトリンジスタなどから構成される。LEDから照射された光は血液によって反射され、その反射光がフォトリンジスタによって受光されるようになっている。また、LED31としては、InGaP系（インジウム-ガリウム-窒素系）の青色LEDが好適である。青色LEDの発光スペクトルは、例えば450nmに発光ピークを有し、その発光波長域は、350nmから600nmまでの範囲にある。この場合には、かかる発光特性を有するLEDに対応させてフォトリンジスタとして、GaAsP系（ガリウム-砒素-リン系）のフォトリンジスタを用いればよい。このフォトリンジスタの受光波長領域は、例えば、主要感度領域が300nmから600nmまでの範囲にあって、300nm以下にも感度領域がある。このような青色LEDとフォトリンジスタとを組み合わせると、その重なり領域である300nmから600nmまでの波長領域において、脈波が検出される。この場合には、以下の利点がある。

【0020】まず、外光に含まれる光のうち、波長領域が700nm以下の光は、指の組織を透過しにくい傾向があるため、外光がセンサ固定用バンドで覆われていない指の部分に照射されても、指の組織を介してフォトリンジスタ32まで到達せず、検出に影響を与えない波長領域の光のみがフォトリンジスタ32に達する。一方、300nmより低波長領域の光は、皮膚表面でほとんど吸収されるので、受光波長領域を700nm以下としても、実質的な受光波長領域は、300nm～700nmとなる。したがって、指を大掛かりに覆わなくとも、外光の影響を抑圧することができる。また、血液中のヘモグロビンは、波長が300nmから700nmまでの光に対する吸光係数が大きく、波長が880nmの

光に対する吸光係数に比して数倍～約100倍以上大きい。したがって、この例のように、ヘモグロビンの吸光特性に合わせて、吸光特性が大きい波長領域(300nmから700nm)の光を検出光として用いると、その検出値は、血量変化に応じて感度よく変化するので、血量変化に基づく脈波信号MSのS/N比を高めることができる。

【0021】2. 脈拍計の電氣的構成

次に、脈拍計の電氣的構成を図面を参照して説明する。図3は本実施形態に係わる脈拍計のブロック図である。

【0022】図3において、脈波検出用センサユニット30によって検出された脈波信号MSは、アンプ201によって所定のレベルの増幅された後、A/D変換器202を介してデジタル信号に変換され脈波データMDとしてバッファ203に供給され、そこに格納されるようになっている。この脈波データMDは1サンプル当たり8ビットで表され、0レベルを中心として±127レベルを指示する。

【0023】一方、体動検出用センサ装置90によって検出された体動信号TSは、アンプ204によって所定のレベルの増幅された後、A/D変換器205を介してデジタル信号に変換され体動データTDとして出力される。この体動データTDは1サンプル当たり8ビットで表される。なお、この例において、A/D変換器202、205のサンプリング周波数は、8Hzに設定されており、16秒当たり128サンプルが得られるようになっている。

【0024】次に、バッファ203は、脈波データMDを順次格納し、後述するバッファ制御信号BCSに基づいて、所定期間内に供給された脈波データMDあるいは、その一部を0データに置換したデータを脈波信号用FFT回路207に出力する。

【0025】次に、脈波信号用FFT回路207は、バッファ203から出力される脈波データMDに対してFFT処理を施し、脈波信号MSの各周波数脈成分を示す脈波解析データMKDを生成する。このFFT処理を図4を参照して説明する。図において、時刻t0は脈波の計測開始時刻であり、DB1、DB2、…DB5、…は脈波データMDを32サンプル単位でまとめたデータブロックである。

【0026】FFT処理では、128サンプル(4データブロック)を対象として演算が行われる。仮に、128サンプル毎に解析処理を行うと、16秒(=128*1/8)毎に脈拍数が更新される。この場合、更新間隔を短くするためにFFT処理の対象となるサンプル数を減らすと、必要な周波数帯域での解析結果を得ることができない。そこで、この例にあっては、1回の演算毎に対象となるサンプルを1データブロック単位でずらし、直前の128サンプルに対してFFT処理を行うようにしている。これにより、データブロック(32サン

ル)毎に解析結果を出力して、脈拍数の更新を4秒毎に行うことが可能となる。このように、現在の演算対象とするデータを前回の演算対象となったデータと一部重複させ、順次、演算対象となるデータをずらしながら行うFFT処理を、以下、シフトFFT処理と称する。

【0027】図4において、第1回目のFFT処理は、脈波信号用FFT回路207に第1のデータブロックDB1が取り込まれた後に行われる。この場合、脈波データMDとしては計測開始時刻t0の直後にサンプルされた32サンプルしかないので、データブロックDB1に0データを3データブロックDB(96サンプル)付加したものを演算対象データとしている。なお、0データは、脈波データMDの中心値であるので、0データを付加することによって、脈波信号MSに含まれていない周波数スペクトルが演算結果に表れるといったことはない。

【0028】次に、第2回目のFFT処理は、演算対象データを1データブロック分ずらしで行われる。この場合、データブロックDB1、DB2に0データを2データブロックDB(96サンプル)付加したものを演算対象データとする。この後、演算の対象となるデータを順次ずらし、FFT処理を継続する。これにより、脈波の計測開始から16秒経過して脈波データMDを128サンプル得なくとも、4秒経過した時点で周波数解析を行うことができるので、脈波計測開始から脈拍数の表示までの時間を大幅に短縮することが可能となる。

【0029】次に、図3に示す体動信号用FFT回路208は、体動データTDに対して、FFT処理を施し、体動信号TSの各周波数成分を指示する体動解析データTKDを生成する。この場合も、上述した脈波データMDと同様に、シフトFFT処理が行われる。すなわち、体動信号用FFT回路208は、まず、直前の128サンプルに対してFFT処理を行ない、次の処理では32サンプルずらした128サンプルに対してFFT処理を行う。

【0030】脈波抽出手段209は、脈波解析データMKDのみから脈拍に相当する周波数を抽出し、その結果を脈波数算出手段210に出力する(第1の抽出方法)。また、脈波抽出手段209は、脈波解析データMKDと体動解析データTKDとを比較して、脈波解析データMKDの示す各周波数成分から体動解析データTKDの示す各周波数成分を差し引いて、その結果に基づいて脈拍に相当する周波数を抽出し、これを脈波数算出手段210に出力することも可能である(第2の抽出方法)。この抽出方法の切換は、制御手段206から供給される抽出切換信号TKSによって制御される。

【0031】次に、制御手段206は、体動データTDに基づいて、体動の有無、すなわち利用者が運動状態にあるのか安静状態にあるのかを1データブロック(32サンプル)毎に判別する。具体的には、体動データTD

10

20

30

40

50

の正のピーク値から負のピーク値を減算して振幅値PPを求め、これを予め設定された基準値REFと比較して、振幅値PPが基準値REFを1データブロック期間連続して上回る場合に体動有りと判定し、一方、振幅値PPが基準値REFを1データブロック期間中のいずれかのサンプルで下回る場合には体動無しと判定している。この場合、基準値REFは、体動の有無を判別できるように実験等によって予め定められるが、この例にあっては、「5」に設定している。そして、この判定結果に基づいて、脈波抽出方法を指示する抽出切換信号TKS、バッファ203から出力するデータを制御するバッファ制御信号BCS、およびピッチ表示の有無を制御するピッチ表示制御信号PCSが各々生成される。

【0032】ここで、抽出切換信号TKSは、脈波成分抽出手段209に対して、体動無しと判定された場合には第1の抽出方法で脈拍に相当する周波数を算出するよう指示し、一方、体動有りと判定した場合には第2の抽出方法で脈拍に相当する周波数を算出するよう指示する。また、バッファ制御信号BCSは、バッファ203に対して、体動の状態が有りから無しに変化した後、一定の期間、脈波データMDの一部を0データに置換して出力するように指示する。また、ピッチ表示制御信号PCSは、ピッチ検出手段211に対して、体動が有る場合にピッチの値を示すピッチデータを出力し、体動が無い場合にピッチデータを出力しないように指示する。

【0033】次に、脈拍数算出手段210は、脈波成分抽出手段209によって抽出された周波数に基づいて脈拍数を算出し、これを示す脈拍数データを出力する。この場合、抽出される周波数fは、脈波信号MSの基本波成分に対応するので、脈拍数算出手段210は「 $60/f$ 」を演算によって求め、脈拍数を特定する。

【0034】また、ピッチ算出手段211は、体動解析データTKDに基づいて、ランニング中のピッチを指示するピッチデータを算出する。この場合、体動解析データTKDは、32サンプル(4秒)毎に生成されるので、ピッチ算出手段211によって算出されるピッチデータも4秒毎に生成される。但し、ピッチデータの表示部212への出力は、ピッチ表示制御信号PCSによって制御されるため、制御手段206によって体動無しと判定されると直ちにピッチデータの出力が停止され、ピッチは表示されなくなる。これにより、ランニングを終了した後に、ピッチが表示されるといったことがなくなる。

【0035】また、表示部212は、脈拍数データに基づいて脈拍数を液晶表示装置13に表示させるとともに、ピッチデータに基づいてピッチを液晶表示装置13に表示させる。これにより、利用者は、脈拍数やピッチといった生体の情報を認識することができる。

【0036】C. 実施形態の動作

次に、本実施形態の動作を図面を参照しつつ説明する。

1. 全体動作

図5は、本実施形態に係る脈波計の動作を説明するためのタイミングチャートである。図5(a)は体動データTDの振幅値PPの変化についてその一例を示すグラフである。この例にあっては、時刻tにおいて、振幅値PPが基準値REFを下回る。したがって、制御手段206は、期間T1～期間T5では体動有りと判定し、期間T6～期間T8では体動無しと判定する。なお、期間T5で体動有りと判定されるのは、時刻tに達した時点で始めて制御手段206は体動が無かったと検知するからである。また、図5(b)は、A/D変換器202から出力される脈波データMDである。また、体動有りと判定される期間中に検出されたデータブロックには、「1」を付してある。

【0037】まず、期間T5において、バッファ制御信号BCSは直前の128サンプルに相当するデータブロックDB1'～DB4'を出力するようにバッファ203を制御する。これにより、図5(c)に示すデータがバッファ203から出力される。また、期間T5においては、体動有りと判定されるので、抽出切換信号TKSは、第2の抽出方法で脈拍に対応した周波数を抽出するように脈波抽出手段209を制御する。この場合、脈波成分抽出手段209は、データブロックDB1'～DB4'に基づいて生成された脈波解析データMKDと体動解析データTKDとを比較し、この結果に基づいて脈拍に対応する周波数を特定する。

【0038】次に、期間T6において、直前の4データブロックは、図5(d)に示すDB2'、DB3'、DB4'およびDB1になる。ここで、データブロックDB2'～DB4'には体動成分が重畳しており、データブロックDB1には体動成分が重畳していない。したがって、データブロックDB1に着目すれば、脈波成分抽出手段209は、脈波解析データMKDにのみ基づいて脈拍に対応する周波数を抽出するのが望ましい(第1の抽出方法)。しかし、FFT処理の対象となるデータブロックDB2'～DB4'は、体動有りに対応するものであるため、第1の抽出方法では、正確に脈拍に対応する周波数を特定することができない。

【0039】このため、期間T6において、バッファ制御信号BCSは、データブロックDB2'～DB4'を0データに置換して出力し、これに続いてデータブロックDB1を出力するようにバッファ203を制御する。図5(e)はバッファ203から出力されるデータである。ここで、0データは脈波データMDの中心値であるから、体動成分が重畳したデータブロックDB2'～DB4'は周波数成分の解析に影響を与えないデータに置換される。これにより、脈波信号用FFT回路207は、データブロックDB1に基づいて周波数解析を行うことができる。この際、抽出切換信号TKSは、第1の抽出方法で脈拍に対応した周波数を抽出するように脈波抽出手段

209を制御する。この場合、脈波成分抽出手段209は、脈波解析データMKDにのみ基づいて、脈拍に対応する周波数を特定する。

【0040】ここで、脈波データの置換動作についてより具体的に説明する。例えば、期間T2～期間T5における脈波データMDの変化が図6に示すものである場合、この脈波データMDにFFT処理を施すと、図7に示す周波数スペクトラムが得られる。この例では、比較的低域に体動成分が存在している。このように体動成分が重畳した周波数解析結果から脈拍に対応する周波数を特定することは、困難である。図8に、期間T2～期間T4において0データに置換した脈波データMDの変化を示す。この脈波データMDは、図5(e)に示すものに相当し、これにFFT処理を施すと、図9に示す周波数スペクトラムが得られる。この場合の周波数解析結果には、体動成分が表れていないので、周波数解析結果から脈拍に対応する周波数を特定することが可能となる。すなわち、0データに置換することにより、実質的に体動成分がないデータにのみ基づいて周波数解析が行われる。

【0041】次に、図5に示す期間T7において、FFTの演算処理の対象となるデータブロックは、本来、図5(f)に示すDB3'、DB4'、DB1、DB2であるが、バッファ制御信号BCSは、図5(g)に示すようにデータブロックDB3'、DB4'を0データに置換したデータを出力し、これに続いてデータブロックDB1、DB2を出力するようにバッファ203を制御する。また、この際、抽出切換信号TKSは、第1の抽出方法で脈拍に対応した周波数を抽出するように脈波抽出手段209を制御する。また、期間T8において、バッファ制御信号BCSは、図5(h)に示すデータブロックDB4'、DB1、DB2、DB3のうち、データブロックDB4'を0データに置換して、図5(i)に示すデータを出力するようにバッファ203を制御する。このように、判定結果が体動有りから体動無しに切り替わった直後の3ブロック期間には、体動成分が重畳したブロックデータが存在するため、これらのデータを0データに置換する処理がバッファ203において行われる。この意味において、バッファ203は脈波データの一部を周波数解析結果に影響を与えないデータへ置換する置換手段として機能する。

【0042】次に、期間T9において、バッファ制御信号BCSは、図5(j)に示すデータブロックDB1～DB4を出力するようにバッファ203を制御する。データブロックDB1～DB4は、体動成分が重畳していない脈波データMDであり、脈波成分抽出手段209は、脈波解析データMKDにのみ基づいて脈拍に対応する周波数を特定する。

【0043】このようにバッファ203は、体動有りから体動無しに切り替わった後の所定期間において、体動

有りと判定された期間中に記憶した脈波データMDを周波数解析に影響を与えないデータに置換して出力するので、当該期間において脈波信号用FFT回路207は、実質的に、体動無しの期間に検出された脈波データMDにのみ基づいて脈波の周波数解析を行うことができる。この結果、例えば、ランニングを終えた直後のように生体の状態が体動有りから体動無しに変化した場合であっても、正確な脈拍を直ちに表示させることができる。また、体動信号TSにノイズが突発的に重畳して異常状態に陥った場合であっても通常状態に戻ると、正確な脈拍を直ちに表示させることができる。

【0044】2. 脈波抽出処理

次に、図面を参照して脈波抽出手段209の脈波抽出処理について説明する。図10は脈波抽出手段の動作を示すフローチャートである。ステップS1において、脈波抽出手段209は、抽出切換信号TKSが第2の抽出方法を指示するか否かを判定する。第2の抽出方法を指示する場合は、運動時であって、以下の手順に従って、脈拍に対応する周波数を特定する。まず、ステップS2では、体動解析データTKDの最大周波数成分fmを特定し、その1/2の周波数にある一定値TH以上の体動成分があるかどうか判定する(ステップS2)。一定値TH以上の体動成分がある場合、fmは第2高調波として特定する(ステップS3)。一方、無い場合には、fmの1/3の周波数に、ある一定値以上の体動成分があるかどうかを判定する(ステップS4)。ある一定値TH以上の体動成分が存在するならば、fmを第3高調波として特定する(ステップS5)。一方、無かった場合にはfmを基本波として特定する(ステップS6)。

【0045】これらの処理によって、特定されたfmが何番目(変数HMCできていされている。)の高調波であるかを求め、ステップS7で基本波を求めるためにfmを除する数値(変数HMC)を決定する。そこでステップS7では、体動の基本波を求める。

【0046】次に、ステップS8からステップS11においては、脈波の周波数解析の結果の大きな線スペクトル順にその周波数と体動周波数との比較を行い、その周波数が体動信号の基本波、第2高調波、第3高調波と一致するかどうかを判定する。すなわち、脈波検出用センサユニット30によって検出された脈波信号MSを周波数解析した結果と、体動検出用センサ装置90によって検出された体動信号TSを周波数解析した結果との間で、互いに重なる周波数があるかどうかを判定するものである。

【0047】まず、ステップS9においては、体動周波数の基本波との比較を行い、ステップS10においては体動周波数の第2高調波との比較を行い、ステップS11においては体動周波数の第3高調波との比較を行う。これを、検出されたすべての脈波の周波数成分について繰り返して行い、もし、仮に一致する周波数が存在する

10

20

30

40

50

場合は、この周波数成分を除去する。但し、脈波周波数成分のうち最大のレベルを有する周波数成分のみを用いて判定してもよい。これは、脈波の基本波のレベルが、通常一番大きいからである。この処理を行うことで、ステップS12において、体動成分と一致しない最大脈波成分 f_n を抽出することができる。

【0048】一方、抽出切換信号TKSが第1の抽出方法を指示する場合には、ステップS1の判定結果はNOとなり、ステップS13に進んで、脈波解析データMKDのうち最大のものを脈波周波数成分 f_n として特定する。この場合は、安静時の抽出方法に対応する。

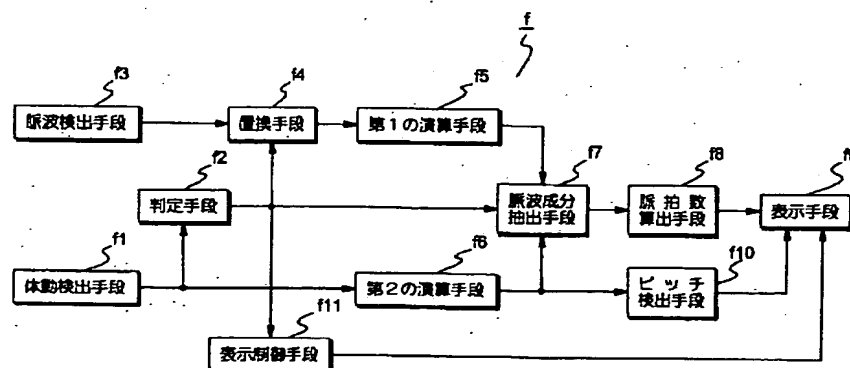
【0049】なお、上述した実施形態においては、32サンプルを1データブロックとし、4データブロックに対してFFT処理を行ったが（データブロックのサンプル数は、高速フーリエ変換演算対象データに対して、1/4）、64サンプルを1データブロックとしてもよい。この場合、FFT処理の演算の対象を128サンプル（2データブロック）とし、1回の解析毎に1データブロックずらすシフトFFT処理を行ってもよい（データブロックのサンプル数は、高速フーリエ変換演算対象データに対して、1/4）。

【0050】

【発明の効果】以上説明したように本発明の発明特定事項によれば、生体の状態が体動有りから体動無しに切り替わった場合に、体動有りの期間に検出された脈波データについては周波数解析の結果に影響を与えないデータに置換するから、実質的に体動無しの期間に検出された脈波データに基づいて脈拍数を特定することができ、この結果、脈拍数表示の応答性を改善することができる。また、体動無しの場合には、生体の体動ビッチを表示し

【図面の簡単な説明】

【図1】



【図1】 本発明の代表的構成の一例を示す機能ブロック図である。

【図2】 同本実施形態に係わる脈拍計の機械的構成を示す説明図である。

【図3】 同実施形態に係わる脈拍計のブロック図である。

【図4】 同実施形態に係わるFFT処理を説明する図である。

【図5】 同実施形態に係わる脈波計の動作を説明するためのタイミングチャートである。

【図6】 同実施形態に係わる脈波データMDの変化の一例を示す図である。

【図7】 図6に示す脈波データMDにFFT処理を施した周波数スペクトラムを示す図である。

【図8】 同実施形態において0データに置換した脈波データMDの変化を示す図である。

【図9】 図8に示す脈波データMDにFFT処理を施した周波数スペクトラムを示す図である。

【図10】 本実施形態に係わる脈波抽出手段の動作を示すフローチャートである。

【符号の説明】

30 脈波検出用センサユニット（脈波検出手段）

90 体動検出用センサ装置（体動検出手段）

203 バッファ（置換手段）

206 制御手段（判定手段）

207 脈波信号用FFT回路（第1の演算手段）

208 体動信号用FFT回路（第2の演算手段）

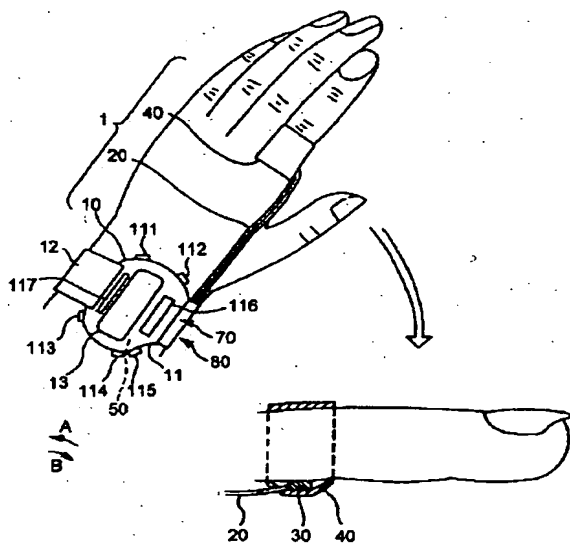
209 脈波抽出手段

210 脈拍数算出手段

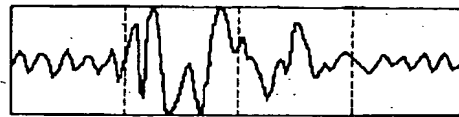
211 ビッチ検出手段

212 表示部（表示手段）

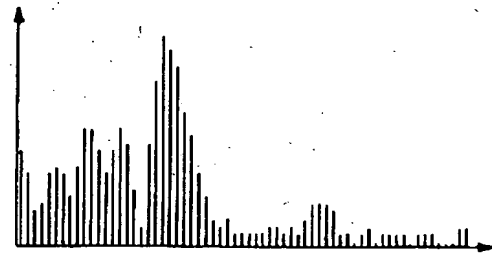
【図2】



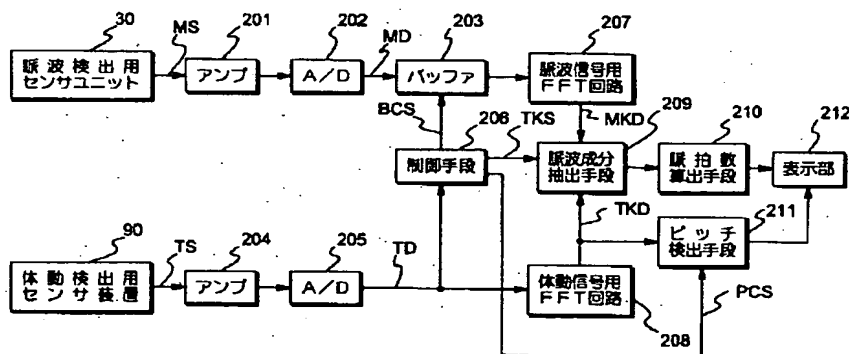
【図6】



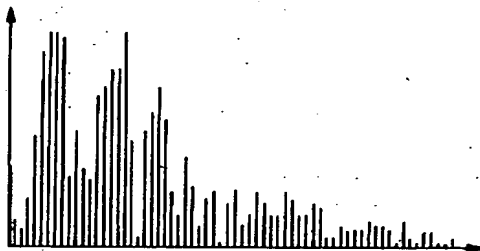
【図9】



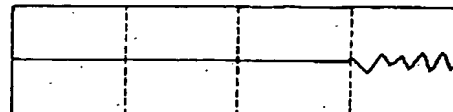
【図3】



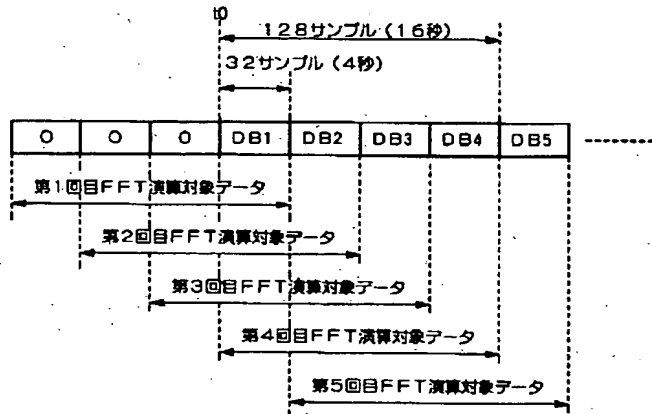
【図7】



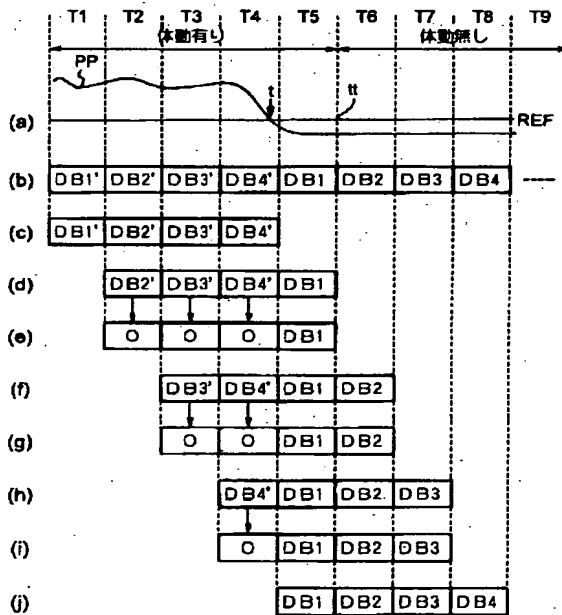
【図8】



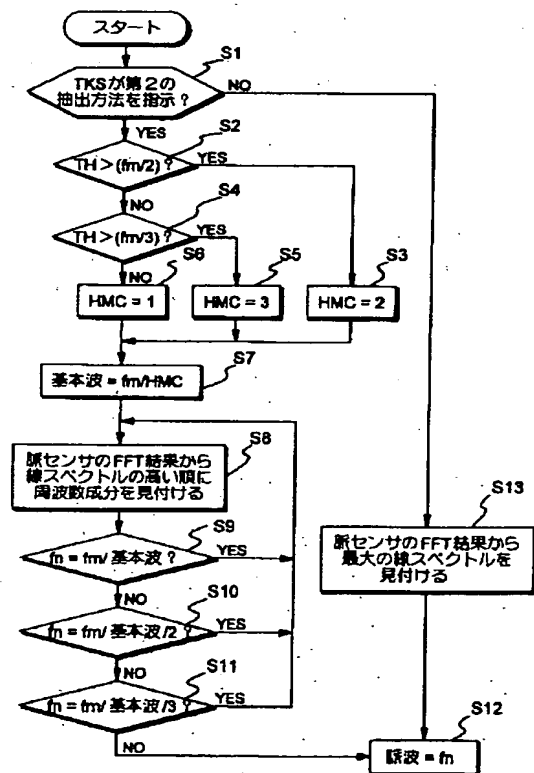
【図4】



【図5】



【図10】



The followings (pages 1-16) is a copy of translation of "JP, 10-258039,A" published in Industrial Property Digital Library in homepage of Japanese Patent Office.

[Claim(s)]

[Claim 1] In the pulsometer corresponding to a fixed measurement size which measures a pulse for every data block A body motion detection means to detect a living body's body motion and to output body motion data, and a judgment means to judge the existence of a body motion for said every data block based on said body motion data, While remembering said pulse wave data to be a pulse wave detection means to detect said living body's pulsation and to output pulse wave data In the predetermined period after the judgment result of said judgment means changes without a body motion from those with a body motion A permutation means to permute and output said pulse wave data memorized during the period judged to be those with a body motion to the data which do not affect frequency analysis, and to output said pulse wave data memorized in periods other than said predetermined period, By performing frequency analysis per said two or more data blocks to the output data of said permutation means, and giving to the output data of said permutation means which carried out [1 data-block **] the next frequency analysis The 1st operation means which obtains an analysis result for said every data block, and by performing frequency analysis per said two or more data blocks to said body motion data, and giving to said body motion data which carried out [1 data-block **] the next frequency analysis When judged with those with a body motion by the 2nd operation means and said judgment means which obtains an analysis result for said every data block When the frequency corresponding to a pulse is extracted based on the frequency analysis of said 1st operation means and it is judged with having no body motion by said judgment means A pulse wave component extract means to extract the frequency corresponding to a pulse based on the frequency analysis result of said 1st operation means and said 2nd operation means, Pulsometer characterized by having a display means to display a pulse rate calculation means to compute a pulse rate from the frequency of said pulse extracted by said pulse wave component extract means, and said pulse rate.

[Claim 2] A pitch calculation means to compute the pitch of said living body's body motion from the frequency-analysis result of said 2nd operation means, When said display means is controlled to display said pitch when judged with those with a body motion by said judgment means, and it is judged with having no body motion by said judgment means Pulsometer according to claim 1 characterized by having a display-control means to control said display means not to display said pitch.

[Claim 3] It is the pulsometer according to claim 1 which the frequency analysis processing performed with said 1st operation means and said 2nd operation means is fast-Fourier-transform processing, and is characterized by the measurement size of said data block being 1/4 or 1/2 to the data for a fast-Fourier-transform operation.

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the pulsometer for performing management, health care, etc. of a user's momentum. Especially, also in which condition at a resting period and the time of movement, it is related with the signal processing technique for measuring a pulse rate with a high precision.

[0002]

[Description of the Prior Art] If a pulse rate is measurable also in marathon and a jogging, since management and the health care (safety) of a user's momentum can be performed, the portable pulsometer which can measure a pulse rate, with an arm equipped etc. is thought out. In this portable pulsometer, a pulse wave signal is measured using a photo sensor etc., the signal equivalent to a pulse is extracted from this pulse wave signal, and it is asking for the pulse rate. However, the signal component resulting from the body motion is also contained in the pulse wave signal measured during the jogging. For this reason, it is necessary to remove a body motion component from a pulse wave component.

[0003] The following techniques are developed about removal of a body motion component. First, if it is in the pulsometer currently indicated by JP,7-227383,A, the existence of a body motion is judged based on the body motion signal detected by the body motion sensor. When judged with there being no body motion, the pulse wave signal detected by the pulse wave sensor is shaped in waveform to a square wave, and a pulse rate is computed based on this square wave. On the other hand, when a body motion is judged to be owner **, it asks for the pulse wave frequency component from which the analysis result which performed FFT processing to the body motion signal was subtracted from the analysis result which performed FFT processing to the pulse wave signal, and the body motion frequency component was removed, and a pulse rate is computed based on this result of an operation. If it is in this pulsometer, when there is no body motion, since it is not necessary to perform FFT processing, power consumption can be reduced.

[0004] Moreover, if it is in the pulsometer indicated by Japanese Patent Application No. No. 24510 [eight to], the existence of a body motion is judged based on the body motion signal detected by the body motion sensor. When judged with there being no body

motion, FFT processing is performed to the pulse wave signal detected by the pulse wave sensor, frequency analysis is performed, and a pulse rate is computed based on this analysis result. On the other hand, when judged with a body motion occurring, it asks for the pulse wave frequency component from which the analysis result which performed FFT processing to the body motion signal was subtracted from the analysis result which performed FFT processing to the pulse wave signal, and the body motion frequency component was removed, and a pulse rate is computed based on this result of an operation. If it is in this pulsometer, since the circuit which shapes a pulse wave signal in waveform to a square wave is omissible, it can carry out simple [of the configuration].

[0005]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] By the way, in the conventional pulsometer mentioned above, although FFT (Fast Fourier Transform: fast Fourier transform) processing is performed, the lowest frequency obtained as a result of carrying out FFT processing is determined with the inverse number of analysis time amount. That is, FFT processing is performed considering a fixed measurement size as an analysis unit.

[0006] However, when it changes without a body motion from those with a body motion in the middle of an analysis unit, in spite of computing the pulse rate essentially in the period of the second half whose body motion was lost based on the frequency analysis result of a pulse wave signal, calculation of a pulse rate is performed based on the pulse wave frequency component which subtracted the analysis result of a body motion from the analysis result of a pulse wave. In this case, there was a case where detection of an exact pulse rate was not performed. Thus, if it was in the conventional pulsometer, even if it was the case where a user stopped movement, the calculation approach of a pulse rate could not immediately be changed, but the problem was in responsibility.

[0007] Moreover, if a noise is overlapped on a body motion sensor, originally, although there is no body motion, a body motion component is deducted from a pulse wave component, and an exact pulse wave cannot be detected. When it returns from such an abnormal condition to a normal state, it is desirable to detect an exact pulse wave immediately. However, since the change of the calculation approach of a pulse rate took time amount as mentioned above, also after returning to a normal state, the problem of detecting an inaccurate pulse rate was.

[0008] This invention is made in view of the situation mentioned above, and it aims at offering the pulsometer which has improved responsibility.

[0009]

[Means for Solving the Problem] If it is in invention according to claim 1 in order to

solve the above-mentioned technical problem In the pulsometer corresponding to a fixed measurement size which measures a pulse for every data block A body motion detection means to detect a living body's body motion and to output body motion data, and a judgment means to judge the existence of a body motion for said every data block based on said body motion data, While remembering said pulse wave data to be a pulse wave detection means to detect said living body's pulsation and to output pulse wave data In the predetermined period after the judgment result of said judgment means changes without a body motion from those with a body motion A permutation means to permute and output said pulse wave data memorized during the period judged to be those with a body motion to the data which do not affect frequency analysis, and to output said pulse wave data memorized in periods other than said predetermined period, By performing frequency analysis per said two or more data blocks to the output data of said permutation means, and giving to the output data of said permutation means which carried out [1 data-block **] the next frequency analysis The 1st operation means which obtains an analysis result for said every data block, and by performing frequency analysis per said two or more data blocks to said body motion data, and giving to said body motion data which carried out [1 data-block **] the next frequency analysis When judged with those with a body motion by the 2nd operation means and said judgment means which obtains an analysis result for said every data block When the frequency corresponding to a pulse is extracted based on the frequency analysis of said 1st operation means and it is judged with having no body motion by said judgment means A pulse wave component extract means to extract the frequency corresponding to a pulse based on the frequency analysis result of said 1st operation means and said 2nd operation means, It is characterized by having a pulse rate calculation means to compute a pulse rate from the frequency of said pulse extracted by said pulse wave component extract means, and a display means to display said pulse rate.

[0010] Moreover, a pitch calculation means to compute the pitch of said living body's body motion from the frequency analysis result of said 2nd operation means if it is in invention according to claim 2, when said display means is controlled to display said pitch when judged with those with a body motion by said judgment means, and it is judged with having no body motion by said judgment means, it is characterized by having a display-control means to control said display means to boil said pitch and not to display it.

[0011] Moreover, if it is in invention according to claim 3, the frequency analysis processing performed with said 1st operation means and said 2nd operation means is fast-Fourier-transform processing, and the measurement size of said data block is

characterized by being 1/4 or 1/2 to the data for a fast-Fourier-transform operation.

[0012]

[Embodiment of the Invention]

A. The functional block diagram 1 of the pulsometer is a functional block diagram showing the typical example of a configuration of the pulsometer concerning this invention. In drawing, Pulsometer f measures a pulse for every data block corresponding to a fixed measurement size. f1 is a body motion detection means, detects a living body's body motion and outputs body motion data. The body motion detection means f1 is constituted by the acceleration sensor. Moreover, f2 is a judgment means and judges the existence of a body motion for every data block based on the body motion data detected by the body motion detection means f1.

[0013] Next, f3 is a pulse wave detection means, detects a living body's pulsation and outputs pulse wave data. Although there are various kinds of things as a pulse wave detection means f3, a photoelectrical type pulse wave sensor is suitable, for example. Moreover, f4 is a permutation means, and it is set at the predetermined period after the judgment result of the judgment means f2 changes without a body motion from those with a body motion while it memorizes pulse wave data. The pulse wave data memorized during the period judged to be those with a body motion are permuted and outputted to the data which do not affect frequency analysis, and the pulse wave data memorized in periods other than a predetermined period are outputted. Moreover, f5 is the 1st operation means and obtains an analysis result for every data block by performing frequency analysis per two or more data blocks to the output data of the permutation means f4, and giving to the output data of the permutation means f4 which carried out [1 data-block **] the next frequency analysis. Thereby, the 1st operation means f2 can perform frequency analysis based on the pulse wave data which correspond without a body motion substantially in the predetermined period after changing without a body motion from those with a body motion.

[0014] Next, f6 is the 2nd operation means and obtains an analysis result for said every data block by performing frequency analysis per said two or more data blocks to body motion data, and giving to said body motion data which carried out [1 data-block **] the next frequency analysis. Moreover, f7 is a pulse wave component extract means, and when the frequency corresponding to a pulse is extracted based on the frequency analysis of the 1st operation means f5 when judged with those with a body motion by the judgment means f2, and it is judged with having no body motion by the judgment means f2, it extracts the frequency corresponding to a pulse based on the frequency analysis result of the 1st operation means f5 and the 2nd operation means f7. Moreover,

f8 is a pulse rate detection means, and computes a pulse rate from the frequency of said pulse extracted by the pulse wave component extract means f7.

[0015] Next, f9 is a display means and displays the pulse rate detected by the pulse rate detection means f8. Moreover, f10 is a pitch calculation means and computes the pitch of said living body's body motion from the frequency-analysis result of the 2nd operation means f6. Thereby, it can ask for the pitch at the time of running. Moreover, f11 is a display-control means, and when the display means f9 is controlled to display a pitch when judged with those with a body motion by the judgment means f2, and it is judged with having no body motion by the judgment means f2, it is controlled display means f9 not to display a pitch.

[0016] B. The mechanical block diagram 2 of the configuration 1. pulsometer of an operation gestalt is an explanatory view showing the mechanical configuration of the pulsometer concerning this operation gestalt. In drawing 2, the profile configuration of the pulsometer 1 (portable pulse wave metering device) of this example is carried out from the body 10 of equipment which has wrist watch structure, the cable 20 connected to this body 10 of equipment, and the sensor unit 30 (sensor for pulse wave signal detection) for pulse wave detection prepared in the tip side of this cable 20. The connector piece 80 is constituted at the tip side of a cable 20, and this connector piece 80 can be freely detached and attached to the connector area 70 constituted at the 6:00 side of the body 10 of equipment. The body 10 of equipment can be freely detached [the wristband 12 which coils around an arm from 12:00 in a wrist watch, and is fixed to the body 10 of equipment in a direction at that 6:00 is formed, and] and attached on an arm with this wristband 12. The origin of an index finger is equipped with the sensor unit 30 for pulse wave detection, being shaded with the band 40 for sensor immobilization. Thus, if the origin of a finger is equipped with the sensor unit 30 for pulse wave detection, since a cable 20 will be short and will end, a cable 20 does not become obstructive during running. Moreover, if distribution of the temperature from a palm to a fingertip is measured, when cold, the temperature of the origin of a finger will not fall comparatively to the temperature of a fingertip falling remarkably. Therefore, even when equipping the origin of a finger with the sensor unit 30 for pulse wave detection and it runs outdoors on a cold day, a pulse rate etc. can be measured correctly.

[0017] moreover, the body 10 of equipment -- the clock housing 11 (body case) made of resin -- having -- **** -- the front-face side of this clock housing 11 -- current time and a date -- in addition, the liquid crystal display 13 with EL back light which displays pulse wave information, such as a pitch at the time of transit and a walk and a pulse rate, etc. is constituted. The dot viewing area besides a segment viewing area is constituted by

the liquid crystal display 13, and graphical display is possible in various kinds of information in a dot viewing area.

[0018] The sensor equipment 90 for body motion detection which detects a motion of the body as a body motion signal TS is built in the interior of clock housing 11 using the acceleration sensor 91. Moreover, inside clock housing 11, while asking for change of a pulse rate etc. based on the pulse wave signal MS which the sensor unit 30 for pulse wave detection measured, in order to display it on a liquid crystal display 13, the control section which consists of a microcomputer which performs various kinds of control and data processing is constituted. a control section -- a time check -- the circuit is also constituted and time of day, a lap time, split time, etc. can usually be displayed now on a liquid crystal display 13. Moreover, the button switches 111-115 for performing external actuation of time-of-day doubling, a change-over of a display mode, etc. are constituted by the periphery section of clock housing 11.

[0019] Next, the sensor unit 30 for pulse wave detection consists of LED, a photo transistor, etc. The light irradiated from LED is reflected by blood and the reflected light is received by the photo transistor. Moreover, as LED31, blue LED of an InGaN system (indium-gallium-nitrogen system) is suitable. The emission spectrum of blue LED has a luminescence peak in 450nm, and the luminescence wavelength region is located in the range from 350nm to 600nm. In this case, what is necessary is to make it correspond to LED which has this luminescence property, and just to use the photo transistor of a GaAsP system (gallium-arsenic-Lynn system) as a photo transistor. The light-receiving wavelength field of this photo transistor has for example, a main sensibility field in the range from 300nm to 600nm, and a sensibility field is in 300nm or less. If such blue LED and a photo transistor are combined, a pulse wave will be detected in the wavelength field from 300nm to 600nm which is the lap field. In this case, there are the following advantages.

[0020] First, only the light of the wavelength field where a wavelength field does not reach to a photo transistor 32 through the organization of a finger, and does not affect detection even if outdoor daylight is irradiated by the part of the finger which is not covered in the band for sensor immobilization, since light 700nm or less cannot tend to penetrate the organization of a finger easily reaches a photo transistor 32 among the light contained in outdoor daylight. On the other hand, since the light of a low wavelength field is almost absorbed on a skin front face, a light-receiving wavelength field substantial also as 700nm or less is set to 300nm - 700nm from 300nm in a light-receiving wavelength field. Therefore, even if it does not cover a finger on a large scale, the effect of outdoor daylight can be oppressed. Moreover, the hemoglobin in blood

has a large absorbancy index to the light from 300nm to 700nm, and its wavelength is large several times to about 100 or more times as compared with the absorbancy index to the light whose wavelength is 880nm. Therefore, like this example, if an extinction property uses the light of a large wavelength field (from 300nm to 700nm) as a detection light according to the extinction property of hemoglobin, since that detection value changes with sufficient sensibility according to blood volume change, it can raise the S/N ratio of the pulse wave signal MS based on blood volume change.

[0021] 2. Explain the electric configuration of the pulsometer, next the electric configuration of the pulsometer with reference to a drawing. Drawing 3 is the block diagram of the pulsometer concerning this operation gestalt.

[0022] In drawing 3, after predetermined level is amplified with amplifier 201, the pulse wave signal MS detected by the sensor unit 30 for pulse wave detection is changed into a digital signal through A/D converter 202, is supplied to a buffer 203 as pulse wave data MD, and is stored there. This pulse wave data MD is expressed with 8 bits per one sample, and directs 2^{127} level focusing on 0 level.

[0023] On the other hand, after predetermined level is amplified with amplifier 204, the body motion signal TS detected by the sensor equipment 90 for body motion detection is changed into a digital signal through A/D converter 205, and is outputted as body motion data TD. This body motion data TD is expressed with 8 bits per one sample. In addition, in this example, the sampling frequency of A/D converter 202,205 is set as 8Hz, and 128 samples are obtained per 16 seconds.

[0024] Next, a buffer 203 outputs the pulse wave data MD supplied within the predetermined period, or the data which permuted the part by zero data to the FFT circuit 207 for pulse wave signals based on the buffer control signal BCS which carries out sequential storing and mentions the pulse wave data MD later.

[0025] Next, the FFT circuit 207 for pulse wave signals performs FFT processing to the pulse wave data MD outputted from a buffer 203, and generates the pulse wave analysis data MKD in which each frequency pulse component of the pulse wave signal MS is shown. This FFT processing is explained with reference to drawing 4. In drawing, time of day t_0 is the measurement start time of a pulse wave, and DB1, DB2, --DB5, and -- are the data blocks which gathered the pulse wave data MD per 32 samples.

[0026] In FFT processing, an operation is performed for 128 samples (four data blocks). Temporarily, a pulse rate will be updated by every 16 seconds ($=128 \times 1/8$) if analysis processing is performed every 128 samples. In this case, if the measurement size set as the object of FFT processing is reduced in order to shorten an update interval, the analysis result in a required frequency band cannot be obtained. Then, if it is in this

example, the target sample is shifted per 1 data block for every one operation, and it is made to perform FFT processing to 128 last samples. Thereby, an analysis result is outputted to every data block (32 samples), and it becomes possible to update a pulse rate every 4 seconds. Thus, the data made applicable [current] to an operation are overlapped to the data set as the last operation object in part, and the FFT processing performed while shifting the data used as the candidate for an operation one by one is hereafter called shift FFT processing.

[0027] In drawing 4, 1st FFT processing is performed, after the 1st data block DB1 is incorporated in the FFT circuit 207 for pulse wave signals. In this case, since there are only 32 samples by which the sample was carried out immediately after the measurement start time t_0 as pulse wave data MD, what carried out 3 data-block DB (96 samples) addition of the zero data is used as the data for an operation at the data block DB1. In addition, since zero data is the central value of the pulse wave data MD, it has not been said by adding zero data that the frequency spectrum which is not contained in the pulse wave signal MS appears in the result of an operation.

[0028] Next, 2nd FFT processing is performed by shifting the data for an operation by one data block. In this case, let at a data block DB1 and DB2 what carried out 2 data-block DB (96 samples) addition of the zero data be data for an operation. Then, the data set as the object of an operation are shifted one by one, and FFT processing is continued. Since frequency analysis can be performed by this when 4 seconds pass even if 16 seconds pass since measurement initiation of a pulse wave and there is no 128 sample profit of the pulse wave data MD, it becomes possible to shorten sharply the time amount from pulse wave measurement initiation to the display of a pulse rate.

[0029] Next, to the body motion data TD, the FFT circuit 208 for body motion signals shown in drawing 3 performs FFT processing, and generates the body motion analysis data TKD which direct each frequency component of the body motion signal TS. Shift FFT processing is performed like the pulse wave data MD mentioned above also in this case. That is, first, the FFT circuit 208 for body motion signals performs FFT processing to 128 last samples, and performs FFT processing to 128 samples 32 sample ** carried out by the next processing.

[0030] The pulse wave extract means 209 extracts the frequency equivalent to a pulse only from the pulse wave analysis data MKD, and outputs the result to the number calculation means 210 of pulse waves (the 1st extract approach). Moreover, it is also possible for the pulse wave extract means 209 to compare the pulse wave analysis data MKD with the body motion analysis data TKD, to deduct each frequency component which the body motion analysis data TKD show from each frequency component which

the pulse wave analysis data MKD show, to extract the frequency which is equivalent to a pulse based on the result, and to output this to the pulse rate calculation means 210 (the 2nd extract approach). A change-over of this extract approach is controlled by the extract change-over signal TKS supplied from a control means 206.

[0031] Next, it distinguishes whether the existence of a body motion, i.e., a user, is in a movement condition, and whether a control means 206 is in a rest condition based on the body motion data TD to every one data block (32 samples). Negative peak value was subtracted from the forward peak value of the body motion data TD, and amplitude value PP was specifically calculated, when amplitude value PP carried out 1 data-block period continuation and exceeded a reference value REF as compared with the reference value REF beforehand set up in this, it judged with those with a body motion, and on the other hand, when amplitude value PP is less than a reference value REF with the sample of either of the 1 data-block periods, it has judged with having no body motion. In this case, although it is beforehand determined by experiment etc. that the existence of a body motion can be distinguished, if a reference value REF is in this example, it is set as "5." And based on this judgment result, the pitch display-control signal PCS which controls the existence of the buffer control signal BCS which controls the data outputted from the extract change-over signal TKS which directs the pulse wave extract approach, and a buffer 203, and a pitch display is generated respectively.

[0032] Here, to the pulse wave component extract means 209, when judged with having no body motion, it points to the extract change-over signal TKS so that the frequency which is equivalent to a pulse by the 1st extract approach may be computed, and on the other hand, when it judges with those with a body motion, it is directed that it computes the frequency which is equivalent to a pulse by the 2nd extract approach. moreover, since the buffer control signal BCS has the condition of a body motion, after it changes nothing to a buffer 203, it directs to permute and output some of fixed periods and pulse wave data MD to zero data. Moreover, it is directed that the pitch display-control signal PCS outputs the pitch data in which the value of a pitch is shown to the pitch detection means 211 when a body motion occurs, and it does not output pitch data when there is no body motion.

[0033] Next, the pulse rate calculation means 210 computes a pulse rate based on the frequency extracted by the pulse wave component extract means 209, and outputs the pulse rate data in which this is shown. In this case, since the frequency f extracted corresponds to the fundamental-wave component of the pulse wave signal MS, the pulse rate calculation means 210 asks for " $60/f$ " by the operation, and it specifies a pulse rate.

[0034] Moreover, the pitch calculation means 211 computes the pitch data which direct

the pitch under running based on the body motion analysis data TKD. In this case, since the body motion analysis data TKD are generated by every 32 samples (4 seconds), the pitch data computed by the pitch calculation means 211 are also generated every 4 seconds. However, since the output to the display 212 of pitch data is controlled by the pitch display-control signal PCS, if judged with having no body motion by the control means 206, the output of pitch data will be suspended immediately and a pitch will no longer be displayed. It has not said that a pitch is displayed by this after ending running, and is **.

[0035] Moreover, a display 212 displays a pitch on a liquid crystal display 13 based on pitch data while displaying a pulse rate on a liquid crystal display 13 based on pulse rate data. Thereby, a user can recognize the information of living bodies, such as a pulse rate and a pitch.

[0036] C. Explain actuation of an operation gestalt, next actuation of this operation gestalt, referring to a drawing.

1. Whole actuation drawing 5 is a timing chart for explaining actuation of the plethysmograph concerning this operation gestalt. Drawing 5 (a) is a graph which shows the example about change of the amplitude value PP of the body motion data TD. If it is in this example, in time of day t, amplitude value PP is less than a reference value REF. Therefore, in a period T1 - a period T5, a control means 206 judges with those with a body motion, and judges with having no body motion by the period T6 - the period T8. In addition, it is because it is detected as being judged with those with a body motion in a period T5 having begun when reached at time of day tt, and the control means 206 having not had a body motion. Moreover, drawing 5 (b) is the pulse wave data MD outputted from A/D converter 202. Moreover, "" is given to the data block detected during the period judged to be those with a body motion.

[0037] First, in a period T5, the buffer control signal BCS controls a buffer 203 to output data block DB1' equivalent to 128 last samples - DB4'. Thereby, the data shown in drawing 5 (c) are outputted from a buffer 203. Moreover, in a period T5, since it is judged with those with a body motion, the extract change-over signal TKS controls the pulse wave extract means 209 to extract the frequency corresponding to a pulse by the 2nd extract approach. In this case, the pulse wave component extract means 209 compares the pulse wave analysis data MKD and the body motion analysis data TKD which were generated based on data block DB1' - DB4', and specifies the frequency corresponding to a pulse based on this result.

[0038] next -- a period -- T -- six -- setting -- just before -- four -- data blocks -- drawing 5 -- ((d --)) -- being shown -- DB2 -- ' -- DB -- three -- ' -- DB -- four -- ' -- and -- DB -- one --

becoming . Here, the body motion component is overlapped on data block DB2'-DB4', and the body motion component is not overlapped on a data block DB1. Therefore, if its attention is paid to a data block DB1, it is desirable for the pulse wave component extract means 209 to extract the frequency corresponding to a pulse only based on the pulse wave analysis data MKD (the 1st extract approach). However, since data block DB2' set as the object of FFT processing - DB4' are the things corresponding to those with a body motion, they cannot specify the frequency corresponding to a pulse correctly by the 1st extract approach.

[0039] For this reason, in a period T6, the buffer control signal BCS controls a buffer 203 to permute and output data block DB2' - DB4' to zero data, and to output a data block DB1 following this. Drawing 5 (e) is data outputted from a buffer 203. Here, since zero data is the central value of the pulse wave data MD, data block DB2' which the body motion component superimposed - DB4' are permuted by the data which do not affect the analysis of a frequency component. Thereby, the FFT circuit 207 for pulse wave signals can perform frequency analysis based on a data block DB1. Under the present circumstances, the extract change-over signal TKS controls the pulse wave extract means 209 to extract the frequency corresponding to a pulse by the 1st extract approach. In this case, the pulse wave component extract means 209 specifies the frequency corresponding to a pulse only based on the pulse wave analysis data MKD.

[0040] Here, it explains more concretely about permutation actuation of pulse wave data. For example, if FFT processing is performed to this pulse wave data MD when change of the pulse wave data MD in a period T2 - a period T5 is what is shown in drawing 6 , the frequency spectrum shown in drawing 7 will be obtained. In this example, the body motion component exists in low-pass comparatively. Thus, it is difficult to specify the frequency corresponding to a pulse from the frequency analysis result which the body motion component superimposed. Change of the pulse wave data MD permuted by zero data in a period T2 - period T four at drawing 8 is shown. If this pulse wave data MD is equivalent to what is shown in drawing 5 (e) and FFT processing is performed to this, the frequency spectrum shown in drawing 9 will be obtained. Since the body motion component does not appear in the frequency analysis result in this case, it becomes possible from a frequency analysis result to specify the frequency corresponding to a pulse. That is, only based on the data which do not have a body motion component substantially, frequency analysis is performed by permuting by zero data.

[0041] next drawing 5 being shown a period T7 setting FFT data processing an object becoming a data block original drawing 5 (f) being shown DB3' , DB4' , DB1, DB2. The

buffer control signal BCS controls a buffer 203 to output data block DB3' and the data which permuted DB4' by zero data, as shown in drawing 5 (g), and to output a data block DB1 and DB2 following this. Moreover, the extract change-over signal TKS controls the pulse wave extract means 209 to extract the frequency corresponding to a pulse by the 1st extract approach in this case. moreover a period T8 setting buffer control a signal BCS drawing 5 (h) being shown a data block DB4', DB1, DB2, DB3 inside a data block DB4' zero data permuting drawing 5 (i) being shown data outputting as a buffer 203 controlling. Thus, since the block data which the body motion component superimposed exists, processing which permutes these data by zero data is performed in a buffer 203 at 3 block periods immediately after a judgment result changes without a body motion from those with a body motion. In this semantics, a buffer 203 functions as a permutation means to permute some pulse wave data to the data which do not affect a frequency-analysis result.

[0042] Next, in a period T9, the buffer control signal BCS controls a buffer 203 to output the data blocks DB1-DB4 shown in drawing 5 (j). Data blocks DB1-DB4 are the pulse wave data MD which the body motion component does not superimpose, and the pulse wave component extract means 209 specifies the frequency corresponding to a pulse only based on the pulse wave analysis data MKD.

[0043] Thus, since a buffer 203 permutes and outputs the pulse wave data MD memorized during the period judged to be those with a body motion in the predetermined period after changing without a body motion from those with a body motion to the data which do not affect frequency analysis In the period concerned, the FFT circuit 207 for pulse wave signals can perform frequency analysis of a pulse wave substantially based on the pulse wave data MD detected at the period without a body motion. Even if it is the case where a living body's condition carries out body-motion-less change from those with a body motion like immediately after as a result, for example, running, finishing, an exact pulse can be displayed immediately. Moreover, if it returns to a normal state even if it is the case where the noise was suddenly overlapped on the body motion signal TS, and it lapses into an abnormal condition, an exact pulse can be displayed immediately.

[0044] 2. Explain pulse wave extract processing of the pulse wave extract means 209 with reference to pulse wave extract processing, next a drawing. Drawing 10 is a flow chart which shows actuation of a pulse wave extract means. In step S1, the pulse wave extract means 209 judges whether the extract change-over signal TKS directs the 2nd extract approach. When directing the 2nd extract approach, it is at the movement time and the frequency corresponding to a pulse is specified according to the following

procedures. First, at step S2, the maximum frequency component f_m of the body motion analysis data TKD is specified, and it judges whether there is any body motion component more than the constant value TH in the frequency of $1/2$ (step S2). When there is a body motion component more than constant value TH, f_m is specified as the 2nd higher harmonic (step S3). On the other hand, when there is nothing, it judges whether the body motion component more than a certain constant value is in one third of the frequencies of f_m (step S4). If the body motion component more than a certain constant value TH exists, f_m is specified as the 3rd higher harmonic (step S5). On the other hand, when there is nothing, f_m is specified as a fundamental wave (step S6).

[0045] In order to ask for the higher harmonic of what position (variable HMC can be carried out and it volunteers.) specified f_m is and to search for a fundamental wave at step S7 by these processings, the numeric value (variable HMC) which f_m is determined. So, the fundamental wave of a body motion is searched for at step S7.

[0046] Next, in step S11, the comparison with the frequency and body motion frequency is performed in order of the big line spectrum as a result of the frequency analysis of a pulse wave from step S8, and it judges whether the frequency is in agreement with the fundamental wave of a body motion signal, the 2nd higher harmonic, and the 3rd higher harmonic. That is, it judges whether there is any frequency which laps mutually between the result of having carried out frequency analysis of the pulse wave signal MS detected by the sensor unit 30 for pulse wave detection, and the result of having carried out frequency analysis of the body motion signal TS detected by the sensor equipment 90 for body motion detection.

[0047] First, in step S9, the comparison with the fundamental wave of a body motion frequency is performed, the comparison with the 2nd higher harmonic of a body motion frequency is performed in step S10, and the comparison with the 3rd higher harmonic of a body motion frequency is performed in step S11. This is repeatedly performed about the frequency component of all the detected pulse waves, and when the frequency which is temporarily in agreement exists, this frequency component is removed. However, you may judge only using the frequency component which has the greatest level among pulse wave frequency components. This is because the level of the fundamental wave of a pulse wave is usually the largest. By performing this processing, the maximum pulse wave component f_n which is not in agreement with a body motion component can be extracted in step S12.

[0048] On the other hand, when the extract change-over signal TKS directs the 1st extract approach, the judgment result of step S1 serves as NO, progresses to step S13, and specifies the greatest thing as a pulse wave frequency component f_n among the

pulse wave analysis data MKD. In this case, it corresponds to the extract approach of a resting period.

[0049] In addition, in the operation gestalt mentioned above, although 32 samples were made into one data block and FFT processing was performed to four data blocks (the measurement size of a data block is 1/4 to the data for a fast-Fourier-transform operation), it is good also considering 64 samples as one data block. In this case, 128 samples (two data blocks) may be set as the target of the operation of FFT processing, and 1 data-block ***** shift FFT processing may be performed for every one analysis (the measurement size of a data block is 1/4 to the data for a fast-Fourier-transform operation).

[0050]

[Effect of the Invention] A pulse rate can be specified based on the pulse wave data substantially detected at the period without a body motion since it permuted by the data which do not affect the result of frequency analysis about the pulse wave data detected at the period with a body motion when it changed without those with a body motion to a body motion in a living body's condition according to [as explained above] the invention specification matter of this invention, consequently the responsibility of a pulse numeral can be improved. Moreover, since it does not display a living body's body motion pitch in having no body motion, a user is not puzzled.

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is the functional block diagram showing an example of the typical configuration of this invention.

[Drawing 2] It is the explanatory view showing the mechanical configuration of the pulsometer concerning this operation gestalt of this.

[Drawing 3] It is the block diagram of the pulsometer concerning this operation gestalt.

[Drawing 4] It is drawing explaining the FFT processing concerning this operation gestalt.

[Drawing 5] It is a timing chart for explaining actuation of the plethysmograph concerning this operation gestalt.

[Drawing 6] It is drawing showing an example of change of the pulse wave data MD concerning this operation gestalt.

[Drawing 7] It is drawing showing the frequency spectrum which performed FFT processing to the pulse wave data MD shown in drawing 6.

[Drawing 8] It is drawing showing change of the pulse wave data MD permuted by zero data in this operation gestalt.

[Drawing 9] It is drawing showing the frequency spectrum which performed FFT

processing to the pulse wave data MD shown in drawing 8 .

[Drawing 10] It is the flow chart which shows actuation of the pulse wave extract means concerning this operation gestalt.

[Description of Notations]

30 Sensor Unit for Pulse Wave Detection (Pulse Wave Detection Means)

90 Sensor Equipment for Body Motion Detection (Body Motion Detection Means)

203 Buffer (Permutation Means)

206 Control Means (Judgment Means)

207 FFT Circuit for Pulse Wave Signals (1st Operation Means)

208 FFT Circuit for Body Motion Signals (2nd Operation Means)

209 Pulse Wave Extract Means

210 Pulse Rate Calculation Means

211 Pitch Detection Means

212 Display (Display Means)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☒ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.